

МОДЕЛЬ ФОРМИРОВАНИЯ ВЫХОДНОГО СИГНАЛА ДЛЯ ЛАЗЕРНОЙ ДОПЛЕРОВСКОЙ ФЛОУМЕТРИИ

Жеребцов¹ Е.А., Дунаев¹ А.В., Рогаткин² Д.А.

¹ФГБОУ ВПО «Государственный университет учебно-научно-производственный комплекс» (г. Орел)

²ГУ МОНИКИ им. М.Ф. Владимирского (г. Москва)

zherebzow@gmail.com

В работе описывается математическая модель, позволяющая оценить уровень выходного сигнала показателя микроциркуляции крови при лазерной доплеровской флоуметрии. Модель связывает величину показателя микроциркуляции с параметрами биообъекта, а также с параметрами диагностического прибора.

Метод лазерной доплеровской флоуметрии (ЛДФ) является методом неинвазивной оптической диагностики, который основывается на решении обратной оптической задачи. Решение данной задачи базируется на относительно сложной математической модели распространения оптического излучения в ткани биообъекта, а также модели формирования и регистрации доплеровского сдвига частоты излучения на движущихся форменных объектах крови (эритроциты). Однако, в настоящее время, уровень метрологического обеспечения метода ЛДФ можно считать явно недостаточным. Не нашли удовлетворительного решения такие задачи, как контроль работоспособности и точности приборов ЛДФ в процессе эксплуатации, а также сопоставление выходных величин приборов различных производителей. Создание стабильного во времени тест-объекта для метода ЛДФ могло бы исправить данную ситуацию, в связи с чем предлагается устройство, в котором доплеровский сдвиг частоты зондирующего излучения происходит на движущихся синхронно объемно-распределенных в слое полимера частицах [1]. Рассеивающий слой приводится в движение пакетным пьезоактуатором.

Очевидно, что для создания тест-объекта необходима разработка математической модели, связывающей выходную величину – показатель микроциркуляции (ПМ) с параметрами биообъекта (тест-объекта) и параметрами диагностического прибора.

Согласно своему физическому смыслу показатель микроциркуляции (ПМ) – это величина, пропорциональная средней концентрации ансамбля светорассеивающих частиц и их средней скорости. В общем, с учетом нормировки на величину постоянной составляющей выходного фототока, ПМ выражается как:

$$\text{ПМ} = \frac{\int_0^{\omega_{\max}} \omega P(\omega) d\omega}{i_{dc}^2}, \quad (1)$$

где ω_{\max} – максимальная частота доплеровского сдвига;

ω – доплеровский сдвиг частоты;

$P(\omega)$ – спектральная плотность мощности фототока на данной частоте доплеровского сдвига;

i_{dc} – постоянная составляющая фототока.

С другой стороны, известно выражение, согласно которому ПМ может быть определен следующим образом [2]:

$$\text{ПМ} = \bar{V} \cdot g(C) \cdot \frac{2k_{ac}^2}{n_s \cdot k_{dc}^2} \left(1 - e^{-2lC\mu_s}\right), \quad (2)$$

где \bar{V} – средняя скорость ансамбля светорассеивающих частиц;

$g(C)$ – коэффициент, учитывающий количество последовательных актов доплеровского рассеяния фотона;

k_{ac} – инструментальный коэффициент, различный для аппаратов различных производителей и учитывающий усиление переменной составляющей фототока;

k_{dc} – инструментальный коэффициент, учитывающий усиление постоянной составляющей фототока;

n_s – коэффициент, учитывающий количество спеклов, формируемых на фотоприемнике;

C – коэффициент, учитывающий концентрацию светорассеивающих частиц;

l – оптическая длина пути фотонов в веществе;

μ_s – транспортный коэффициент рассеяния светорассеивающего компонента.

В формуле (2) коэффициентами, зависящими от объекта измерения, являются средняя скорость рассеивающих элементов \bar{V} , коэффициенты $g(C)$, C , μ_s и l .

В светорассеивающей среде в связи с относительно низкой концентрацией рассеивающих элементов с высокой вероятностью можно принять $g(C) = 1$ (однократное доплеровское рассеяние).

Одним из наиболее трудно вычисляемых является параметр l – оптическая длина пути фотонов в веществе. Данный параметр в свою очередь будет зависеть от C и μ_s . Функция распределения длин оптических путей в точке d (для фотонов, вошедших в среду в точке $d_0 = 0$, и зарегистрированных в точке $d_r = (r, 0, 0)$) может быть записана следующим образом [3]:

$$P(x, y, z) = \frac{z^2 \exp\left(-k\left\{(x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} + [(r-x)^2 + y^2 + z^2]^{1/2}\right\}\right)}{(x^2 + y^2 + z^2)^{3/2} [(r-x)^2 + y^2 + z^2]^{3/2}} \times \left\{k(x^2 + y^2 + z^2)^{1/2} + 1\right\} \left\{k[(r-x)^2 + y^2 + z^2]^{1/2} + 1\right\}, \quad (3)$$

где k определяется как $k = (3\mu_a\mu_s')^{1/2}$;

μ_a – коэффициент абсорбции света в объекте;

μ_s' – приведенный коэффициент рассеяния;

r – расстояние между приемным и передающим волокнами.

Из соотношения (3) можно найти положение максимума функции распределения путей фотонов $P(x, y, z)$ в пределах сечения в плоскости $y - z$ для фиксированного значения x в пределах $0 < x < r$. Найдя длину полученной таким образом дуги, определяем искомую оценку параметра l . Так, для того чтобы воспроизвести свойства биологической ткани с кровенаполнением в 5% необходимо обеспечить оптические свойства характеризующиеся коэффициентами со значениями следующего порядка: $\mu_a = 240 \text{ м}^{-1}$; $\mu_s' = 19000 \text{ м}^{-1}$ (для длины волны 800 нм). Тогда при расстоянии r между приемным и передающим волокнами равным 1 мм (типовое значение) график наиболее вероятного прохождения фотонов будет иметь вид дуги представленной на рисунке 1, найдя длину которой получим значение порядка 1,1 мм. Максимальная глубина z_{\max} при этом составляет 0,29 мм.

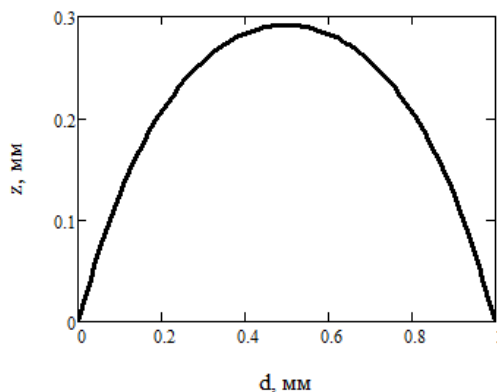


Рис. 1. Вид кривой наиболее вероятного прохождения фотонов в светорассеивающей среде при моделировании уровня кровенаполнения 5 %

Для оценки модели был произведен расчет с подстановкой коэффициентов соответствующих реальным свойствам биоткани при различном кровенаполнении. Пример полученных графиков в зависимости от средней скорости колебаний и концентрации светорассеивающих частиц представлен на рис. 2.

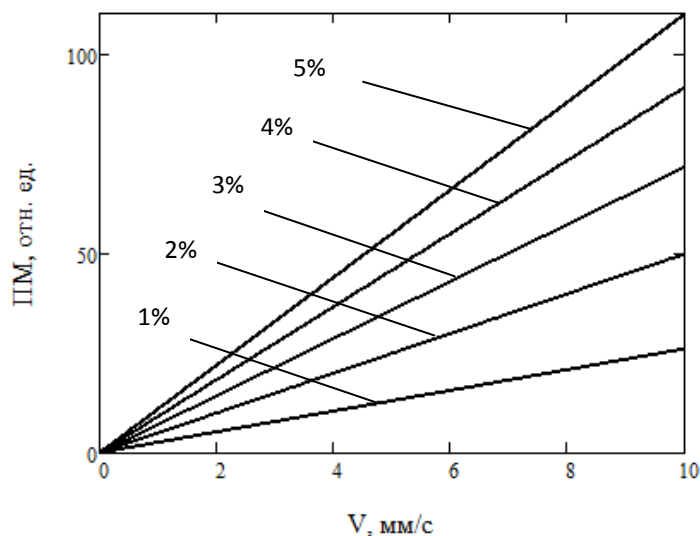


Рис. 2. Значения показателя микроциркуляции в зависимости от уровня кровенаполнения и средней скорости движения рассеивающих элементов

Полученный на рис. 2 график соответствует ранее известной зависимости показателя микроциркуляции крови от средней скорости движения эритроцитов и их количества в исследуемом диагностическом объеме [4].

Приведенная модель формирования выходного сигнала лазерной доплеровской флоуметрии может быть использована при решении метрологических задач, стоящих перед данным методом, таких как аналитическая оценка точности аппаратуры, а также может быть в дальнейшем использована в качестве модели тест-объекта для ЛДФ.

1. Дунаев А.В., Жеребцов Е.А., Рогаткин Д.А. Принципы построения тест-объекта для метрологического контроля состояния приборов лазерной доплеровской флоуметрии // Биомедицинская радиоэлектроника, 2012, №1, С. 8-16.
2. Fredriksson I., Fors C. and Johansson J., "Laser Doppler Flowmetry – a Theoretical Framework", Department of Biomedical Engineering, Linköping University (2007), www.imt.liu.se/bit/ldf/ldfmain.html.
3. Оптическая биомедицинская диагностика. В 2-х т. / Пер. с англ. под ред. В.В.Тучина. М.: Физматлит, 2007.
4. Лазерная доплеровская флоуметрия микроциркуляции крови / Под ред. А.И. Крупаткина, В.В. Сидорова: Руководство для врачей. – М.: Медицина, 2005. – 256 с.

THE MODEL OF THE OUTPUT SIGNAL FOR THE LASER DOPPLER FLOWMETRY

Zherebtsov¹ E.A., Dunaev¹ A.V., Rogatkin² D.A.

¹State University – ESPC

²MONIKI named after M.F. Vladimirskiy

zherebzow@gmail.com

The paper describes the mathematical model for the assessment of the level of perfusion signal from the biological tissue and from the test object for the laser Doppler flowmetry. It is proposed to use the test facility, built on the principle of simulation of moving particles by means of electromechanical transducer electrical signal into mechanical vibrations.